Roentgenkymographische Untersuchungen über die an Herz und Lunge auftretenden Bewegungsgeschwindigkeiten

Ein Beitrag zur Ermittlung optimaler Belichtungszeiten für Roentgenaufnahmen des Thorax

von

WALTER MÜLLER

1961

Aus Institut und Poliklinik für Physikalische Therapie
und Roentgenologie der Universität München
Rieder-Institut

Direktor: Professor Dr. med. H. von Braunbehrens

Roentgenkymographische Untersuchungen über die an Herz und Lunge auftretenden Bewegungsgeschwindigkeiten

Ein Beitrag zur Ermittlung optimaler Belichtungszeiten für Roentgenaufnahmen des Thorax

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde
verfaßt und einer
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München
vorgelegt

von

Walter Müller

1961

R. UNIV. BIBLIOTHEEK LEIDEN

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität München

Referent: Privatdozent Dr. med. F.E. Stieve
Korreferent: Prof. Dr. med. H. von Braunbehrens
Dekan: Prof. Dr. med. W. Seitz

Tag der mündlichen Prüfung: 8. Mai 1962

Fotodruck: Mikrokopie G.m.b.H. München 2, Weinstr. 4

Inhalt

		Seite
A.	Einleitung	1
B.	Thematik	2
	1. Bildgüte der Röntgenaufnahme	2
	2. Aufgabenstellung	9
C.	Literatur über Geschwindigkeiten	10
	1. Praktische Beobachtungen	10
	2. Bestimmung der Bewegungsgeschwindigkeit	11
	a. Herzamplitudenmessung	11
	b. Kymographie	12
	c. Kinematographie	12
	d. Strömungsgeschwindigkeit	13
	e. Pulswellengeschwindigkeit	13
D.	Eigene Versuche	15
	1. Versuchsmaterial	15
	2. Methodik	15
	3. Gemessene Strecken	18
E.	Ergebnisse	20
	1. Herzrand	20
	2. Lungengewebe	22
F.	Besprechung der Ergebnisse	25
	1. Wann treten die größten Geschwindigkeiten auf?	25
	2. Bestehen Beziehungen zwischen den Geschwindigkeiten der einzelnen Meßpunkte?	27
G.	Schlußfolgerungen	30
H.	Zusammenfassung	31
I.	Schrifttumsverzeichnis	32

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41555212_0026

A. Einleitung.

Die Bedeutung der Thoraxübersichtsaufnahme ist seit Jahrzehnten unbestritten. Daran hat sich trotz Einführung neuer und im Speziellen aufschlußreicher Untersuchungsmethoden wie Tomographie, Bronchographie, Angiographie usw. nichts geändert, schon weil diese Methoden einen erheblich größeren Aufwand erfordern.

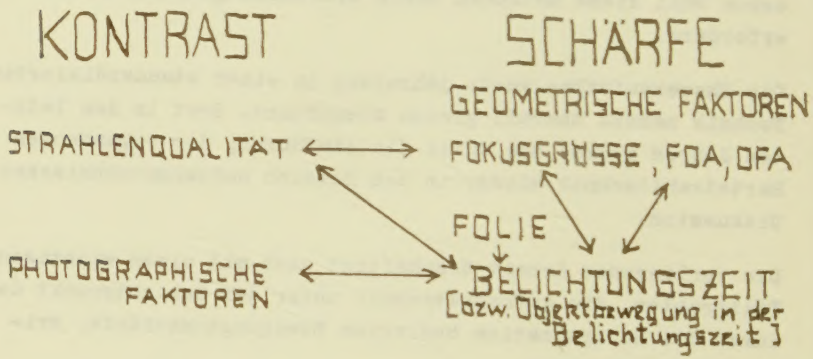
Die Thoraxaufnahme wurde jahrelang in einer standardisierten Technik nahezu überall gleich ausgeführt. Erst in den letzten Jahren rückte sie durch die Einführung der sogenannten Hartstrahltechnik wieder in den Bereich aufnahmetechnischer Diskussion.

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit einem wichtigen Teilproblem, die Aufnahmetechnik unter dem Gesichtspunkt der durch die Herzpulsation bedingten Bewegungsunschärfe, kritisch zu verbessern.

B. Thematik

1. Bildgüte der Röntgenaufnahme

Die Bildgüte einer Röntgenaufnahme wird im wesentlichen nach ihrem Kontrast und ihrer Schärfe beurteilt (Bronkhorst, Jermann 7, 25), die beide von einer Reihe sich wechselseitig beeinflussender Faktoren abhängen, über die das folgende von Stieve aufgestellte Schema einen orientierenden Überblick gibt:



Kontrast:

Die vom Fokus einer Röntgenröhre ausgehenden Strahlen treffen zunächst in praktisch gleicher Menge auf jedem Punkt der Oberfläche des aufzunehmenden Objektes auf und erfahren dann durch das Objekt eine Schwächung. Ist der zu durchstrahlende Körper eine die Röntgenstrahlen nicht homogen schwächende Masse, so stellt sich auf dem Film ein Strahlenrelief dar. Der Charakter des Strahlenreliefs, d.h die mittlere Gesamtschwärzung und die Schwärzungsunterschiede auf

dem Film hängen dabei außer von der Dicke und Dichte der verschiedenen im Objekt enthaltenen Stoffe auch von der Qualität der verwendeten Röntgenstrahlen, die durch deren Wellenlänge und Filterung bestimmt wird, ab.

Röntgenstrahlen mit relativ großer Wellenlänge - sogenannte weiche Strahlen - erfahren eine große Gesamtschwächung, zeigen große Schwächungsunterschiede und liefern ein kontrastreiches Relief, während die Schwächung und ihre Unterschiede bei kurzwelligen - harten - Strahlen gering sind.

Der Bildkontrast einer Röntgenaufnahme hängt nun nicht allein von dem eben beschriebenen Strahlenkontrast ab, sondern auch von den physikalisch-chemischen Eigenschaften des photographischen Aufnahmematerials, d.h. von dem Ausmaß, in dem das Strahlenrelief durch den photographischen Prozeß in Filmschwärzung umgesetzt wird.

Der Strahlenkontrast kann entweder durch direkte Einwirkung der Röntgenstrahlen auf den Film oder auf dem Umweg über eine dem Film dicht anliegende Verstärkerfolie zur Abbildung gebracht werden. Diese Folie besitzt eine Fluoreszenzschicht, die die auftreffenden Röntgenstrahlen in sichtbares Licht umsetzt. Da der Film gegenüber Licht wesentlich empfindlicher ist als gegenüber Röntgenstrahlen, wird die Belichtungszeit auf diese Weise wesentlich kürzer (etwa 1/5 - 1/10), jedoch wird gleichzeitig die Bildschärfe durch die später noch zu besprechende Folienunschärfe beeinträchtigt.

Im Gegensatz zur normalen Photographie, bei der große Helligkeitsunterschiede vorliegen, die entsprechend der Sehfunktion des Auges abzubilden man bestrebt ist, wird in der Röntgenphotographie der verhältnismäßig geringe Strahlenkontrast photographisch "übertrieben". Dies geschieht einmal durch Verwendung spezieller Emulsionen und vor allem durch Verwendung eines doppelseitig begossenen Films. Dies ist deshalb möglich, weil ja nur ein geringer Bruchteil der Röntgenstrahlen durch die Filmschicht und auch durch die vor dem Film liegende Verstärkerfolie absorbiert wird. Dementsprechend werden bei Folienaufnahmen natürlich auch zwei Verstärkerfolien verwendet. Auch die Kontrastverstärkung ist beim Verfahren der Belichtung über Folien wesentlich größer als bei direkter Belichtung mit

Röntgenstrahlen. Zugleich wird allerdings durch die Doppelanordnung auch die Unschärfe größer. Bemerkt sei noch, daß die Kontrastverstärkung nicht direkt mit der Verstärkerfolie zusammenhängt, sondern immer von der Filmqualität mit abhängt. Infolgedessen spricht man nicht von mehr oder weniger kontrastverstärkenden, sondern nur mehr oder weniger die Belichtungszeit abkürzenden Folientypen. Dagegen können Filme hergestellt werden, die den Kontrast mehr oder weniger verstärken, d.h. sie können eine mehr oder weniger steile "Gradation" haben. Für lichtempfindliche Filme kann diese Gradation steiler gehalten werden als für röntgenstrahlenempfindliche. Da nun bei medizinischen Objekten in den meisten Fällen sehr geringe Strahlenkontraste vorliegen und auch der Vorteil der Verringerung der Belichtungszeit und damit der Belastung von Röntgenapparat und Röntgenröhre wie auch des Patienten in vielen Fällen entscheidet, werden die meisten Röntgenaufnahmen - auch die des Thorax - mit Verstärkerfolien angefertigt.

Strahlenqualität, Belichtungszeit und photographisches Material sollen dabei so gewählt werden, daß die Röntgenaufnahmen Helligkeitsunterschiede von 1:50 aufweisen, die im Schwärzungsbereich von S = 0,3 bis S = 1,8 liegen. (Spiegler 40) Die Belichtungszeit ist dabei sowohl von der Strahlenqualität wie vom Verstärkungsfaktor der Folie und der Empfindlichkeit des Films abhängig.

Schärfe:

Die grundlegenden Untersuchungen über die Schärfe einer Röntgenaufnahme hat Bronkhorst 1927 in seinem Buch: Kontrast und Schärfe im Röntgenbild niedergelegt. Sie wurden später von Bouwers und Oosterkamp sowie vor allem von Meiler wieder aufgegriffen und ihre Ergebnisse auf den modernen Stand der Technik gebracht.

Als wesentliche Unschärfefaktoren müssen folgende diskutiert werden:

Geometrische Unschärfe

Da der Fokus als Strahlenzentrum keinen Punkt, sondern eine Fläche darstellt, wird jede Kontur des Aufnahmeobjektes von zwei Rand-

strahlen an zwei verschiedenen Stellen abgebildet. (s. Abb. 1)

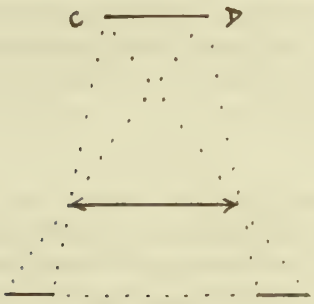


Abb. 1

Bezeichnet man das abzubildende Objekt mit AB, die Ausdehnung des Fokus mit CD, so werden die Punkte A und B von einem Strahl, ausgehend von C sowie von einem von D ausgehenden getroffen und erhalten in ihrer Projektion auf dem Film eine gewisse Breite. Man bezeichnet diesen Bereich als sogenannten Halbschatten. Seine Größe ist dabei abhängig:

1. von der Ausdehnung des Fokus ($\bar{F}$)
2. von dem Verhältnis Objektfilmabstand (OFA) und Fokus-Filmabstand (= FOA + OFA)
   und zwar nach der Formel:

$$\text{Geometrische Unschärfe } (u_g) = \bar{F} \times \frac{OFA}{FFA - OFA}$$

Den größten Einfluß auf die geometrische Unschärfe hat der Objekt-Filmabstand, denn er tritt im Zähler und Nenner auf.

Die Belichtungszeit wird sowohl durch die Fokusgröße wie durch den Fokus-Film-Abstand beeinflußt. Je größer der Fokus ist, desto höher

kann er warmetechnisch belastet werden, d.h. in desto kürzerer Zeit kann er die zur Aufnahme notwendige Dosis abgeben. Dabei spielt zusätzlich noch die Stromform - Dreastrom oder Wechselstrom - mit der der Röntgenapparat betrieben wird, eine Rolle. Was den Fokus-Film-Abstand betrifft, so ist die Belichtungszeit bekanntlich seinem Quadrat proportional, während ihr die Fokusgröße umgekehrt proportional ist.

Folienunschärfe

Der Zweck der Verstärkerfolie ist schon erläutert worden, nämlich die Umwandlung der Röntgenstrahlen in sichtbares Licht und damit die Abkürzung der Belichtungszeit. Wie sehr die Verstärkerfolie die Röntgenstrahlenwirkung verstärkt, hängt von der Dicke ihrer Fluoreszenzschicht ab, ebenso aber auch das Ausmaß, in der sie die Bildschärfe beeinträchtigt. Die Leuchtschicht besteht aus Kalziumwolframatkristallen in einem Bindemittel. Trifft eine Röntgenstrahlung auf ein Kristall (A), so leuchtet dieses auf und wird zu einer punktförmigen Lichtquelle, die nach allen Seiten Licht aussendet. Je nach

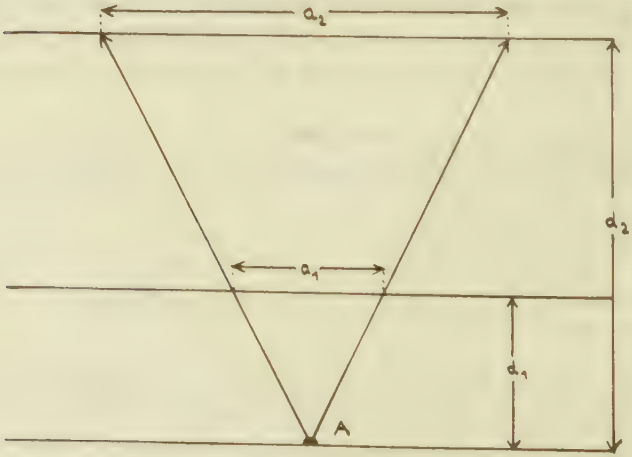


Abb. 2

der Dicke der Leuchtschicht (d), d.h. der Länge des Lichtweges zum Film wird sich das Licht des Punktes A auf eine mehr oder weniger große Strecke (a) ausbreiten. Die Unschärfe, d.h. diejenige Zone, die zwischen dem eigentlichen Schatten und dessen Umgebung liegt, sozusagen ihr "Hof", beträgt bei den heute gebräuchlichen Folientypen: feinzeichnende Folie, Universalfolie und hochverstärkende Folie etwa 0,3 bis 0,8 mm. Ihre relative Verstärkerwirkung verhält sich dabei etwa wie 0,6 : 1 : 1,8.

Bewegungsunschärfe

Die Bewegungsunschärfe kann hervorgerufen werden:

durch willkürliche Bewegungen

durch unwillkürliche Bewegungen des Aufnahmeobjektes.

Bei Lungenaufnahmen brauchen die willkürlichen Bewegungen durch Atmung oder Verwackeln des Patienten nicht mehr berücksichtigt werden. Die Belichtungszeiten sind immerhin so kurz, daß sie auch bei Schwerkranken durch Anhalten des Atems und Fixierung des Patienten fast völlig ausgeschaltet werden können.

Unter den unwillkürlichen Bewegungen versteht man die Eigenbewegungen der Organe, hervorgerufen durch die Herz- und Gefäßpulsation und die Bewegungen der glatten Muskulatur. Die Auswirkung der Bewegung auf das Röntgenbild läßt sich aus der folgenden Zeichnung erkennen. Die Objektkontur, also der Übergang von der stärker zur schwächer gefilterten Strahlung verschiebt sich während der Belichtungszeit (t) entsprechend der Bewegungsgeschwindigkeit (v) um eine Strecke (s), und zwar ist

$$s = v \times t .$$

Für die auf dem Film resultierende Bewegungsunschärfe (u_b) muß daher noch die Vergrößerung durch den Objekt-Film-Abstand berücksichtigt werden. Sie berechnet sich nach der Formel:

$$u_b = v \times t \times \frac{FOA + OFA}{FOA}$$

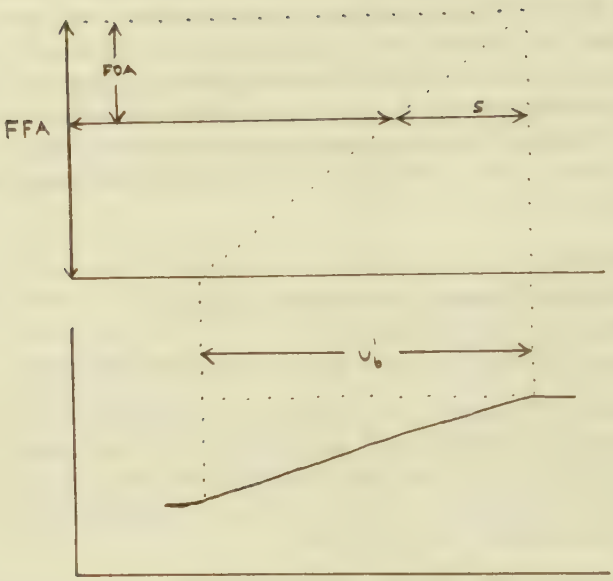


Abb. 3 (nach Meiler)

Aus dieser Formel ersieht man, daß die Geschwindigkeit der Bewegung neben der Belichtungszeit direkt proportional auf die Bewegungsunschärfe wirkt.

Aus diesen drei Faktoren (geometrische, Filien- und Bewegungsunschärfe) resultiert die Gesamtunschärfe (U).

Sowohl Meiler (3) als auch Costerkamp (3) stellten fest, daß sich die drei Größen jedoch nicht rein additiv auswirken, sondern die Gesamtunschärfe dann am kleinsten ist, wenn alle drei Unschärfen etwa gleich groß sind. Meiler hat auf Grund dieser durch Versuche gewonnenen Erkenntnisse umfangreiche Berechnungen über die günstigsten Aufnahmebedingungen unter gegebenen Verhältnissen angestellt und sie

in Diagrammen dargestellt. (30) Der einzige für ihn unbekannte Faktor war dabei die Bewegungsgeschwindigkeit der Organe. Er übernahm die von Stumpf (49) ermittelten Werte, die als Höchstgeschwindigkeit für Herz und Gefäße 100 mm/sec betrugen und kommt damit zu dem Ergebnis, daß die Lungenstandardaufnahme am günstigsten mit einem Brennfleck von 2 x 2 mm, einer hochverstärkenden Folie und einer Belichtungszeit von etwa 20 - 50 msec aufgenommen werden. Es hat sich jedoch in der Praxis gezeigt, wie auch aus Arbeiten über die Lungenhartstrahlaufnahmen hervorgeht (Gajewski 19, Stieve 44), daß Lungenaufnahmen, die mit diesen Belichtungszeiten aufgenommen waren, noch Bewegungsunschärfen zeigen können, bzw. daß mit kürzeren Belichtungszeiten unter sonst gleichen Bedingungen noch schärfere Aufnahmen zu erzielen sind. Deshalb ist anzunehmen, daß die den Meilerschen Berechnungen zugrunde gelegten Geschwindigkeiten in manchen Fällen als zu niedrig angesehen werden müssen, um so mehr, als die Stumpfschen Werte nur Mittelwerte der gesamten Herzbewegung sind.

2. Aufgabestellung

Es wurde mir deshalb im Rahmen einer größeren Untersuchungsreihe, die sich mit den optimalen Lungenaufnahmebedingungen befaßt, die Teilaufgabe gestellt, die maximalen Geschwindigkeiten zu messen, die durch die Eigenbewegungen des Kreislaufsystems auftreten.

Die Fragestellung wird insofern begrenzt, als nur die Geschwindigkeiten gemessen werden sollten, die bei sagittalen Lungenaufnahmen eine Rolle spielen.

C. Literatur über Geschwindigkeiten

Direkte Meßergebnisse über die Größe der Bewegungsgeschwindigkeiten der für die Röntgenaufnahme in Betracht kommenden und dabei zu berücksichtigenden Organe sind in der Literatur nur sehr spärlich vorhanden. Lediglich Stumpf und neuerdings Stieve geben exakte Werte über die Größe der Bewegungsgeschwindigkeiten an.

Dagegen finden sich bei einer Anzahl von Autoren Angaben über von ihnen für erforderlich gehaltene Belichtungszeiten auf Grund praktischer Erfahrung. Auch lassen sich bis zu einem gewissen Grad Angaben von Kreislaufuntersuchungen und Stromungsgeschwindigkeiten verwenden.

Der Übersichtlichkeit halber wurde das Schrifttum folgendermaßen unterteilt.

1. Praktische Beobachtungen

Rieder und Rosenthal (35) hielten es schon im Jahre 1899 für notwendig, die Belichtungszeit bei Lungenaufnahmen kleiner als 1 sec zu wählen. Rieder berichtet in seinem Lehrbuch der Röntgenkunde über seinen Versuch, im Jahre 1908 eine Röntgenaufnahme mit 14 Stromimpulsen in 1/50 sec zu machen. Im Jahre 1910 gelangen ihm Momentaufnahmen mit nur einem Stromimpuls von 1/360 sec.
Dessauer (11) schrieb im Jahre 1909, daß von medizinischer Seite Belichtungszeiten von 1/100 sec gefordert würden. Die Herzamplitude betrage 10 mm/ 1/2 sec (20 mm/sec). Er sieht eine Lösung des Problems durch eine größere Belastung der Röhre oder durch einen Momentverschluß. Im Jahre 1911 gelangen ihm solche Blitzaufnahmen mit Hilfe eines Funkeninduktors, dessen Entladung in der Größenordnung von 1/100 sec lag.
Reiniger, Gebbert und Schall von der AG Berlin (37) veröffentlichten einen neu konstruierten Unipulsapparat für Einzelschlagröntgenaufnahmen. Sie erzielten mit diesem ein Röhrenaufleuchten von Zeiten, die zwischen 1/250 - 1/300 sec lagen.

Dietlen (15) schreibt in dem von ihm verfaßten Kapitel über die Röntgenuntersuchung des Herzens im Lehrbuch der Röntgenkunde über Belichtungen bei Herzaufnahmen: Diese sollten in einer Zeit gemacht werden, die theoretisch kürzer sein müßte, als eine mögliche Bewegung am Herzen. Dabei braucht 1/30 - 1/50 sec nicht unterschritten zu werden. Er weist auf die mit seiner Methode besonders scharfen Herzränder hin.
Hills (24) forderte 1953 eine Belichtungszeit von höchstens 50 msec zur Erlangung optimaler Lungenaufnahmen.
Auf Grund langjähriger Erfahrungen stellt F.E.Stieve (46) die theoretische Forderung auf, daß die Belichtungszeiten für optimale Lungenaufnahmen hochstens 30 - 50 msec betragen müßten.
Für eine Verbesserung der Detailerkennbarkeit bei Lungenaufnahmen propagiert Gajewski (19) 1954 die Röntgenaufnahmen mit hohen Spannungen, die sog. Hartstrahltechnik, die durch die bessere Durchdringungsfähigkeit der Röntgenstrahlen automatisch mit einer kürzeren Belichtungszeit verbunden sind. Exakte Angaben über erforderliche Zeiten wurden nicht gegeben.
Ebenfalls auf praktischer Erfahrung basieren die guten Bildergebnisse bei der Angiocardiographie Jugendlicher, die Wegelius und Lind (58) mit maximalen Expositionszeiten von 0, 02 - 0, 04 sec durchführten.
Dagegen macht Kjelberg (28) seine angiocardiographischen Aufnahmen bei Kindern mit ca 0,003 sec, bei Erwachsenen mit 0,03 - 0,045 sec.

2. Bestimmung der Bewegungsgeschwindigkeiten

a. Herzamplitudenmessung

Stumpf (49) hat als erster mit Hilfe der Kymographie die Herzamplituden gemessen. Er gibt Geschwindigkeiten am Herzrand mit Maximalgrößen von 40 - 100 mm/sec an. Er beobachtet noch Bewegungen in 3 cm Abstand vom Herzrand im Bereich des Lungengewebes.
Noch bis vor ca. 2 Jahren wurden diese, von Stumpf gemessenen Geschwindigkeiten allen Berechnungen und Arbeiten zugrunde gelegt.

Im Rahmen der Arbeitstagung für Berufskrankheiten am 3.10.1959 in Bayreuth bemängelte Stieve (44) die verhältnismäßig schlechte Detailerkennbarkeit der üblichen Lungenaufnahmen. Die Belichtungszeit müßte hier so kurz sein, daß die Bewegungen in der Aufnahmezeit nicht größer sind als das darzustellende Objekt. Dies ist besonders bei den miliaren und subtilleren Kriterien wichtig, wie sie in den Frühstadien der Tuberkulose und Silikose auftreten. Stieve verlangte eine Belichtungszeit von 1 msec. Er begründet seine Forderung mit einigen zum ersten Mal exakt gemessenen Bewegungsgeschwindigkeiten am Herzrand, die Werte von über 100 cm/sec in pathologischen Fällen bis nahezu 1000 mm/sec ergeben hatten.

b. Kymographische Untersuchungen

Neben den grundlegenden Arbeiten von Stumpf ist die Veröffentlichung von Maintz und Willenberger (32) über - Kymographische Untersuchungen über die Bewegungsvorgänge am gesunden und kranken Nierenbecken und Harnleiter - zu erwähnen. Es wurden Geschwindigkeiten während dem Ablauf einer peristaltischen Well- und Tiefe Verschiebung während des Rasterablaufes ausgemessen.

c. Kinematographische Untersuchungen

Dessauer (12) legt seinen Arbeiten über Kinematographie aus dem Jahre 1919 folgende Herzbewegungen zugrunde: Der vom Herz zurückgelegte Weg beträgt 1 cm, der zweimal in 0,8 sec durchschritten werden kann. Die Systole hat eine kürzere Dauer als 1/10 sec. Mit einem Induktionsstrom kann man in 1 sec 10 Aufnahmen machen, das bedeutet eine kinematographie der Herzorgane mit Belichtungszeiten von 1/10 - 1/20 sec. Die Belichtungszeiten von Übersichtsaufnahmen von Magen, Darm und Lunge gibt Dessauer mit 1/10 - 1/30 sec an. Er berechnet, daß er mit Kümmell bei seinen kinematographischen Versuchen der Organe durchschnittliche Belichtungszeiten von 1/300 sec benutzte.

Mutz (34) veröffentlicht in seiner Arbeit über Quantitätsstudien der Bewegungen durch genaue Zeitmessung an rontgenkinematographischen Filmen leider keine Bewegungsgeschwindigkeiten. Er gibt lediglich einen ausführlichen Bericht über die technische Durchführung seiner

Versuche und die Berücksichtigung der verschiedenen Unschärfefaktoren. Er unterscheidet zwischen einem unechten und echten Vergrößerungsfaktor, trennt die auftretenden Bewegungsunschärfen und berücksichtigt die geometrische, elektrische und mechanische sowie optische und chemische Unschärfe.

d. Strömungsgeschwindigkeit

Young (59) fand im Verlauf seiner angiocardiographischen Versuche, daß bei gewöhnlichen Lungenaufnahmen kein Unterschied zwischen den mit Expositionszeiten von 1 msec und 1/120 sec angefertigten Aufnahmen bestünde. Die kurze Zeit bewährte sich jedoch nach seinen Erfahrungen bei Schnellserienaufnahmen, wenn Kontrastmittel im Herzbereich Geschwindigkeiten, entsprechend dem Blutfluß, von 100 cm/sec erreicht. Mit 1/100 sec Belichtungszeit konnte er Bewegungen bis 80 cm/sec beherrschen.
Dotter (16) legt seinen Versuchen eine Blutgeschwindigkeit von 50 cm/sec zugrunde. In seinen angiocardiographischen Versuchen an Hunden benutzt er Belichtungszeiten von 1/5000 sec. Für die praktische Angiocardiographie sieht er Belichtungszeiten von 2 msec als ausreichend an.
Pfahnl (34) gibt als Grund dafür, daß er Belichtungszeiten kleiner als eine halbe Netzperiode wählt, die Blutgeschwindigkeit mit 100 cm/sec an. Kürzere Belichtungszeiten als 1 msec wären nicht nötig. Die Bewegungsunschärfe trage dabei unter ungünstigsten Umständen mit 0,2 - 0,5 mm zur Gesamtunschärfe bei.

e. Die Pulswellengeschwindigkeit

Die Strömungsgeschwindigkeit des Blutes ist kein spezifisches Kriterium, das es gestattet, aus ihrer Größe einen Rückschluß auf die Bewegungen des Kreislaufsystems zu ziehen. Weit eher, wenn auch nicht unbedingt maßgebend ist die Pulswellengeschwindigkeit

Vollständigkeitshalber möchte ich einige Autoren anführen, die die Pulswellengeschwindigkeit mit Hilfe der Elektrokymographie gemessen haben, die ihre Ergebnisse aber nicht in Beziehung zu den Expositionszeiten der Röntgenaufnahmen brachten. So sind die Versuche von

Fleischner, Romano u.a. bekannt, die am Pulmonaliskopf, am rechten Hilus und an der rechten Lungenbasis Pulswellengeschwindigkeiten von 2 m/sec gemessen haben.
Siedeck, Wegner und Gnachl (39) geben bei Messungen der Pulswellengeschwindigkeit bei Jugendlichen unter 35 Jahren Werte an, die kleiner als 150 cm/sec sind, bei älteren Patienten bis 270 cm/sec gehen.
Karpati (26) gibt als obere Grenze der Pulswellengeschwindigkeit bei Patienten von 16 - 40 Jahren 170 - 180 cm/sec, als untere Grenze 100 cm/sec an.
Heckmann (21-23) registriert die Blutbewegung in verschiedenen Organen, besonders im Herzen als Helligkeitsschwankungen, die er mit einer Photozelle abgreift und auf ein Galvanometer übertragt. Außerdem mißt er auch die Pulswellengeschwindigkeit durch die elektrokymographische Methode.

Die Untersuchungen über die Zirkulationsgeschwindigkeiten haben darüber hinaus nur Bedeutung für die Schärfe von Kontrastmittelaufnahmen mit Kontrast im Blut; auf sie soll hier nicht näher eingegangen werden.

Rein theoretisch müßten sich auch über die wirklichen Bewegungen am Herzrand und in der Lunge auf Aufnahmen etwas sagen lassen können, bei denen metallische Fremdkörper in diesen Abschnitten nachgewiesen worden sind. Jedoch fand sich weder in der ausführlichen Monographie von S t e f f e n s (42) noch in der Arbeit von v. B r a u n b e h r e n s (4) Angaben oder Hinweise über die Bewegungsgeschwindigkeiten. Die sichtbaren Amplituden sind nach Überprüfen ihres Bildmaterials im allgemeinen auch kleiner als bei Fällen ohne Einlagerungen, was darauf hinweist, daß Fremdkörper die Bewegung beeinträchtigen.

D. Eigene Versuche

1. Versuchsmaterial

Es bestand die Aufgabe, die von B e r g e r am Herzen durchgeführten Geschwindigkeitsmessungen an einem größeren Patientengut zu erhärten und sie für die verschiedenen Abschnitte des Herzrandes im einzelnen zu ermitteln und festzustellen, welche Bewegungsgeschwindigkeiten in der Lunge insbesondere in der Nähe des Herzrandes und der großen Gefäße vorkommen.

Für die Messungen wurden 100 Herzkymogramme verwendet, die im pa - Strahlengang aufgenommen waren. Der größte Teil der Aufnahmen zeigte physiologische Verhältnisse, zum Teil lagen aber auch pathologische Herzveränderungen vor. Das Krankengut enthielt Patienten im Alter von 15 bis 78 Jahren. Beide Geschlechter sind ungefähr gleich beteiligt. Es wurden nur Kymogramme verwendet, die optimale Schwärzungen aufwiesen, keine Atembewegung und keine Wackelbewegung zeigten, im übrigen also speziell angefertigte Kymos ausgewertet.

2. Methodik

Die vor allem von Stumpf entwickelte Kymographie dient dazu, Bewegungsvorgänge von Körperorganen auf einem Röntgenfilm so darzustellen, daß ihre einzelnen Bewegungsphasen zu erkennen sind. Das erreicht man dadurch, daß man den Film nicht in seiner Ausdehnung auf einmal belichtet, sondern in Teilen fortlaufend durch einen Schlitz. Um einen zeitlichen Vergleich der einzelnen Bewegungen zueinander zu ermöglichen, wird bei der Flächenkymographie nicht nur ein Schlitz verwendet, sondern eine Vielzahl parallel in Form eines Rasters angeordneter.

Bei der Kymographie nach Stumpf kann man nun während der Aufnahme entweder die Schlitze verschieben und erhält damit eine Bewegungsanalyse der ganzen Kontur - das sog. Flächenkymogramm - oder man bewegt bei feststehendem Raster den Film und erhält die Bewegungen der Abschnitte, die gerade hinter dem Schlitz liegen. Dieses Ver-

fahren nennt man Stufenkymographie, da infolge der gekrümmten Herzkontur die Kurvenschreibung der einzelnen Konturpunkte stufenförmig gegeneinander verschoben ist. In der allgemeinen Röntgendiagnostik verwendet man die Flächenkymographie wegen der besseren Übersehbarkeit der Kontur als Ganzes. Dabei hängt die Amplitude und die Grundform der Zacken von der Organbewegung ab, die Breite und die Zahl der Zacken von der Ablaufgeschwindigkeit des Rasters. Im allgemeinen sollen etwa 2 - 3 Zacken während des Rasterablaufes erfaßt werden. Infolgedessen richtet sich die regelbare Ablaufgeschwindigkeit nach der Bewegungsfrequenz, d.h. beim Herzen nach der Pulsfrequenz, also: Rasterablauf in Sek. = Pulsfrequenz in Min. : 60 x gewünschte Zackenzahl. Die Zackenform ist für jeden Teil der Herzkontur und der Gefäße spezifisch und ändert sich bei bestimmten Erkrankungen in charakteristischer Weise. (Stumpf) Darauf soll hier nicht näher eingegangen werden, es sei nur gesagt, daß beim Flächenkymogramm die Lateralbewegung des Herzens weitgehend der Diastole, die Medialbewegung der Systole entspricht.

Da für die vorliegende Fragestellung der Rasterablauf weder genau genug zu ermitteln war, er kann nur mit einer Stoppuhr gemessen werden, noch infolge des hohen Bleirastergewichtes exakt reproduzierbar ist, wurde unabhängig davon jedes Bild mit einer eigens dafür konstruierten elektronischen Zeitschreibung markiert. Sie war in 0,25 sec unterteilt.

Im vorliegenden Fall wurde ein Raster mit Schlitzbreiten von 1 mm und einer Bleilamellenbreite von 12 mm verwendet (Original Flächenkymograph nach Stumpf). Die jeweils dem Rasterablauf anzupassende Belichtungszeit betrug zwischen 2 und 3 Sekunden bei einem Fokus-Film-Abstand von 1,5 m, einer Fokusbreite von 2 mm und Verwendung einer Universalfolie. Diese Bedingungen können nach Untersuchungen von Schoderer (48) für ein Kymogramm als optimal angesehen werden. Die resultierende Bildunschärfe beweat sich dabei um 0,9 mm.

Bei den Messungen wurden nur die einwandfrei zu beurteilenden Strecken ausgewählt, von diesen wieder nur ihr schnellster Streckenabschnitt verwendet. Dieser befand sich, wie schon Stumpf erwähnte, gegen den Endpunkt der Bewegung hin.

Abb. 4 stellt eine vergrößerte Zacke vom Herzrand oder von einem Lungengefäß mit dem Meßschema dar.

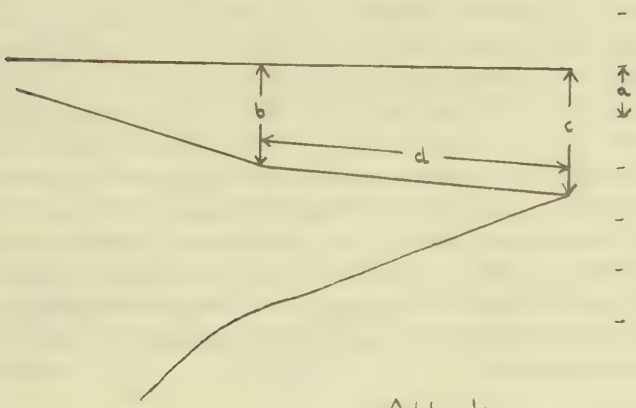


Abb. 4

Dabei sei: RS der untere Rand des oberen Rasterschlitzes

d die zurückgelegte Strecke während der Bewegung

b der kleinste Abstand von RS des zu messenden Streckenabschnittes

c der größte Abstand von RS des zu messenden Streckenabschnittes

a der Abstand zwischen zwei geschriebenen Zeitstrichen im entsprechendem Abstand von RS wie die Zacke

τ die Anzahl der Striche der elektronischen Zeitschreibung während 1 Sek. (Im vorliegenden Fall 4)

Es ergibt sich die Geschwindigkeit (V) :

$$V = \frac{a \times d \times \tau}{c-b}$$

Für eine genaue Ausmessung erwiesen sich die Strecken auf dem Film als zu klein. Die Aufnahmen wurden deshalb mit einem Röntgendiaskop auf ein auf der Projektionswand angebrachtes Papier in sechsfacher Vergrößerung projiziert und nachgezeichnet. Selbstverständlich mußte daher die durch die Projektion errechnete Geschwindigkeit um den Vergrößerungsfaktor verringert werden. Außerdem ist für die wahre Bewegungsgeschwindigkeit noch die Vergrößerung durch den Objekt-Film-Abstand in Rechnung zu stellen. Sie beträgt etwa 6 - 9 %. Da bei den vorliegenden Untersuchungen jedoch nicht die am Organ selbst vorliegende Geschwindigkeit interessiert, sondern diejenige, die sich auf dem Röntgenfilm als Bildunschärfe auswirkt, blieb dieser Faktor unberücksichtigt.

3. Gemessene Strecken

Ausgemessen wurde jeweils die Lateralgeschwindigkeit (Diastole) und die Medialgeschwindigkeit (Systole). Der Weg des Herzrandes während der Bewegung wurde nicht gemessen.

Der linke kaudale Herzrand wurde hier dem linken Ventrikel gleichgestellt, obwohl letzterer nicht prinzipiell randbildend zu sein braucht.

a) Herzrand
   - a 1. Aorta ascendens und Aortenbogen
   - a 2. Pulmonalisbogen
   - a 3. Linker Ventrikel
   - a 4. Rechter Herzrand unten

b) Lungengewebe

Die Messungen wurden an sich axial darstellenden Lungengefäßen durchgeführt, die durch die Herzpulsation bewegt wurden. Eigen-

bewegungen der Gefäße im Sinne einer Kaliberänderung konnten auch bei Vergrößerung nicht festgestellt werden.

An dieser Stelle sind die Versuche von Karpati erwähnenswert, der mit Hilfe der Densographie Eigenbewegungen der Lungengefäße messen konnte. Besonders große Bewegungsamplituden konnten bei Herzkrankheiten mit Links-Rechts-Shunt registriert werden, die ja bekanntlich schon während der Durchleuchtung in dem sog. "Hilustanz" deutlich registrierbar sind.

b 1.	Linker	Hilus	bis	2	cm	Abstand vom Herzrand
b 2.	"	"	"	4	"	" " "
b 3.	Rechter	"	"	2	"	" " "
b 4.	"	"	"	4	"	" " "
b 5.	Links	paracardial	"	2	"	" " "
b 6.	"	"	"	4	"	" " "
b 7.	Rechts	"	"	2	"	" " "
b 8.	"	"	"	4	"	" " "

E. Ergebnisse

Von jedem Bezirk wurden 3 - 4 Messungen ausgeführt, von diesen nur die schnellste in die statistische Urliste eingetragen. Wo dies nicht möglich war, wie z.B. im Lungengewebe, da nicht so viele Gefäße zu erkennen waren, wurde nur eine Messung verwendet.

Die Angaben stellen also Maximalgeschwindigkeiten dar.

1. Herzrand und Hauptgefäße

Aorta (Abb. 5 u. 6)

Die Messungen wurden an der Aorta ascendens und am Aortenbogen vorgenommen, und zwar wurden je 3 - 4 Lateral- und Medialbewegungen gemessen.

Die größere Geschwindigkeit zeigte bei der Aorta die Lateralbewegung.

Die Geschwindigkeiten verteilten sich:

bis 100 mm/sec	60 %	der Fälle
bis 150 mm/sec	30 %	" "
bis 200 mm/sec	5 %	" "
über 200 mm/sec	5 %	" "
	100 %	

Die schnellste gemessene Lateralbewegung ergab 280 mm/sec.
Das Maximum mit 72 % aller Fälle lag zwischen 60 - 120 mm/sec.

Pulmonalis (Abb. 7 u. 8)

Auch bei der Pulmonalis wurden die schnellsten Bewegungen aus 3 - 4 Messungen registriert.

Hier war folgende Verteilung zu beobachten:

bis 100 mm/sec	76 %	der Fälle
bis 150 mm/sec	18 %	" "
bis 200 mm/sec	3 %	" "
über 200 mm/sec	3 %	" "
	100 %	

Die schnellste Lateralbewegung wurde mit 250 mm/sec registriert. Das Maximum in 58 % der Fälle lag zwischen 20 - 70 mm/sec.

Die schnellste Medialbewegung lag bei 100 mm/sec, das Maximum mit 71 % der Fälle zwischen 5 - 10 mm/sec.

Linker Ventrikel (Abb. 9 u. 10)

Wie bei allen Organteilen beschränkten sich die Messungen am linken Ventrikel nur auf Bewegungen, die sich im p.a. Strahlengang darstellen. Da sich der linke Ventrikel aber vollständig nur in dem II. schrägen Durchmesser projiziert und in dieser Richtung die Rückstoßbewegung mit großen Geschwindigkeiten erfolgt, ist anzunehmen, daß nur ein Vektor seiner totalen Lateral- bzw. Medialbewegung erfaßt werden konnte. Für die Lungenstandardaufnahme ist jedoch nur die im p.a.-Strahlengang sich auswirkende Geschwindigkeit von Wichtigkeit.

Für die Lateralbewegung ergab sich:

bis 100 mm/sec	95 %	der Fälle
bis 150 mm/sec	3 %	" "
bis 200 mm/sec	2 %	" "
	100 %	

Die schnellste gemessene Lateralbewegung betrug etwa 120 mm/sec. 82 % der Fälle lagen unter 35 mm/sec als Maximum.

Die schnellste Medialbewegung war 200 mm/sec, ihr Maximum (30 % aller Fälle) lag zwischen 20 - 35 mm/sec.

Rechter Herzrand unten (R H U) (Abb. 11 u. 12)

Auch bei den Messungen am rechten Herzrand unten ist mit p.a.-Aufnahmen nicht die totale Bewegung des rechten Ventrikels zu erfassen. In dieser Projektion wird er durch den rechten Vorhof überlagert, so daß sich eine Mischbewegung ergibt. Ob diese Messungen weitgehend dem rechten Ventrikel entsprechen, wird sich in Betrachtungen über die Beziehungen der einzelnen Geschwindigkeiten an verschiedenen Meßpunkten zueinander zeigen.

Die Lateralbewegung zeigte folgende Ergebnisse:

bis 100 mm/sec	98 %	der Fälle
bis 150 mm/sec	2 %	" "
	100 %	

Die schnellste Lateralbewegung lag bei 145 mm/sec, das Maximum (43 % der Fälle) zwischen 5 - 10 mm/sec.

Die schnellste Medialbewegung ergab sich zu 130 mm/sec, das Maximum bewegte sich mit 42 % der Fälle zwischen 5 - 10 mm/sec.

2. Lungengewebe

Die Geschwindigkeiten der Gefäße im Lungengewebe wurden im Bereich der Hili und im paracardialen Lungengewebe im Abstand von 2 cm und 4 cm vom Herzrand gemessen. Es wurde wieder unterteilt in Lateral - und Medialgeschwindigkeiten.

Dadurch, daß die Lungengefäße sich häufig nicht oder nur schwer erkennen ließen, so daß nicht von jedem Fall 4 - 5 Werte aus allen Bezirken zu bekommen waren, ist es verständlich, daß sich der zu erwartende Geschwindigkeitsabfall nach der Peripherie nicht deutlich herausstellt. In Einzelfällen waren sogar die Geschwindigkeiten in 4 cm Abstand vom Herzrand gemessen größer (= Gartenschlauchphänomen), als jene im Abstand von 2 cm. Von Bedeutung ist jedoch, daß Bewegungen bis zu 4 cm vom Herzrand entfernt gemessen werden konnten.

Linker Hilus bis 2 cm Entfernung

Für die Lateralbewegung ergab sich:

bis 50 mm/sec	95 %	der Fälle
bis 150 mm/sec	5 %	" "
	100 %	

Die schnellste Lateralbewegung lag bei 145 mm/sec, das Maximum (54 % der Fälle) zwischen 5 - 15 mm/sec.

Die schnellste Medialbewegung betrug etwa 30 mm/sec, das Maximum (62 % aller Fälle) lag zwischen 5 - 10 mm/sec.

Linker Hilus bis 4 cm Entfernung

Die Lateralbewegung zeigte:

bis	50 mm/sec	97 % der Fälle
bis	100 mm/sec	3 % " "
		100 %

Die schnellste Lateralbewegung war 100 mm/sec. Das Maximum mit 71 % der Fälle lag zwischen 5 - 15 mm/sec.

Als schnellste Medialbewegung ergab sich 35 mm/sec, während 61 % der Fälle sich zwischen 5 - 10 mm/sec bewegten.

Rechter Hilus bis 2 cm Entfernung

Die Lateralmessungen zeigten Werte bis 30 mm/sec. Das Maximum mit 56 % der Fälle lag zwischen 5 - 10 mm/sec. Die schnellste Medialbewegung lag bei 115 mm/sec, das Maximum der Medialbewegung (46 % der Fälle) zwischen 10 - 15 mm/sec.

Rechter Hilus bis 4 cm Entfernung

Die schnellste Lateralbewegung war 45 mm/sec. Das Maximum (64 % der Fälle) bewegte sich zwischen 5 - 10 mm/sec. Die Medialbewegung zeigte annähernd die gleichen Werte. (Größte Geschwindigkeit 45 mm/sec, Maximum mit 49 % der Fälle zwischen 5 - 10 mm/sec.)

Links paracardial bis 2 cm Entfernung vom Herzrand

99 % aller Lateralbewegungen lagen bis zu 50 mm/sec, die schnellste betrug 65 mm/sec. Das Maximum mit 70 % der Fälle lag zwischen 5 - 15 mm/sec.

Die größte Geschwindigkeit der Medialbewegung war 30 mm/sec. Das Maximum (60 % der Fälle) bewegte sich zwischen 5 - 10 mm/sec.

Links paracardial bis 4 cm Entfernung

Die schnellste Lateralbewegung lag bei 50 mm/sec, das Maximum mit 32 % der Fälle zwischen 5 - 10 mm/sec.

Die schnellste Medialbewegung ergab sich zu 25 mm/sec, das Maximum mit 63 % der Fälle zu 5 - 10 mm/sec.

Rechts paracardial bis 2 cm Entfernung

Die schnellste Lateralbewegung zeigte eine Geschwindigkeit von 30 mm/sec mit einem Maximum (70 % der Fälle) zwischen 5 - 10 mm/sec.

Die schnellste Medialbewegung lag bei 35 mm/sec, das Maximum in 56 % der Fälle zwischen 5 - 15 mm/sec.

Rechts paracardial bis 4 cm Entfernung

Die schnellste Lateralbewegung lag bei 30 mm/sec, ihr Maximum mit 63 % der Fälle zwischen 5 - 10 mm/sec.

Die Medialbewegung ist schneller. Ihr Höchstwert ist 55 mm/sec, das Maximum (46 % der Fälle) bewegte sich zwischen 5 - 10 mm/sec.

F. Besprechung der Ergebnisse

Für die Besprechung der Ergebnisse und vor allem die Diskussion der Zusammenhänge der Bewegungsgeschwindigkeiten erfolgte noch eine Darstellung, die die wesentlichsten Ergebnisse in einem Diagramm zeigt. (Abb. 10 - 12)

Dazu werden die Werte in ein Wahrscheinlichkeitsnetz eingetragen, dessen Ordinate die Summenhäufigkeitsprozente in der Gausschen Unterteilung angibt und auf dessen Abszisse die Geschwindigkeiten logarithmisch aufgetragen sind, so daß gleiche Strecken gleichen Prozenten der Absolutwerte entsprechen. Aus einem solchen Diagramm läßt sich nun folgendes ablesen:

1. Durch die Reihenfolge der Kurven von links nach rechts werden die einzelnen Mittelwerte größenmäßig ansteigend festgelegt.
2. Kurven, die annähernd einer Geraden entsprechen, zeigen, daß bei den dargestellten Werten annähernd eine Normalverteilung vorliegt.
3. Die Steilheit ist ein Maß für die Größe des Bereichs,in dem die Werte schwanken. Je steiler die Kurve verläuft, desto geringer ist der Schwankungsbereich.

Wann treten die größten Geschwindigkeiten auf?

A. Herzrand (Abb. 13 u. 14)

Die schnellste Bewegung ist an der Aorta mit 280 mm/sec in der Systole gemessen worden. Dann folgen Pulmonalis, linker Ventrikel und rechtes unteres Herz.

	Maxima	Mittelwerte
AORTA	280 mm/sec	(85 mm/sec)
PULMONALIS	250 mm/sec	(58 mm/sec)
LINKER VENTRIKEL	200 mm/sec	(38 mm/sec)
RECHTER HERZRAND UNTEN	130 mm/sec	(14 mm/sec)

Auch die Maxima verteilen sich in entsprechender Reihenfolge.

Bei den Bewegungen in der Diastole ergab sich nachstehende Reihenfolge:

	Maxima	Mittelwerte
RECHTER HERZRAND UNTEN	145 mm/sec	(11 mm/sec)
LINKER VENTRIKEL	120 mm/sec	(17 mm/sec)
PULMONALIS	100 mm/sec	(7 mm/sec)
AORTA	55 mm/sec	(7,3 mm/sec)

B. Lungengewebe (Abb. 15)

Im Lungengewebe wurden nur die sich vom Herzrand bzw. von den großen Gefäßen fortpflanzenden Bewegungen an sich axial oder annähernd axial darstellenden Gefäßen gemessen. Die schnellste Geschwindigkeit mußte hier oft nur aus zwei Meßergebnissen gezogen werden, da sich nicht genug oder deutlich genug axial getroffene Gefäße projizierten. Das Meßergebnis ist ungenau und läßt den erwarteten Geschwindigkeitsabfall in die Peripherie nicht deutlich erkennen; lediglich am linken Hilus und im linken paracardialen Lungengewebe ist ein solcher zu messen.

Am linken Hilus sinkt die Geschwindigkeit der Lateralbewegung in 2 cm Entfernung von 145 mm/sec auf 100 mm/sec in 4 cm Entfernung ab.

Im linken paracardialen Lungengewebe ist ein Geschwindigkeitsabfall von 65 mm/sec in 2 cm Entfernung auf 50 mm/sec in 4 cm Entfernung zu beobachten.

Es ist interessant, daß die schnellste Bewegung im Lungengewebe am linken Hilus in der Lateralbewegung mit 145 mm/sec in einem Abstand von 2 cm vom Herzrand auftrat. Noch in einem Abstand von 4 cm wies die Lateralbewegung größte Geschwindigkeiten bis 100 mm/sec auf.

Am rechten Hilus ließ sich lediglich ein Geschwindigkeitsabfall in der Medialbewegung von 110 mm/sec in einem Abstand von 2 cm vom Herzrand auf 42 mm/sec in 4 cm Entfernung feststellen.

Die Geschwindigkeit im rechten paracardialen Lungengewebe war in 2 cm und 4 cm Abstand vom Herzrand in der Medialbewegung gleich groß, die Lateralbewegung in 4 cm Abstand sogar etwas größer als in 2 cm Entfernung.

Bestehen Beziehungen zwischen den Geschwindigkeiten der einzelnen Meßpunkte?

Es zeigt sich, daß die Lateralbewegung bei den großen Gefäßen größer ist als am Herzen, während bei der Medialbewegung umgekehrte Verhältnisse vorliegen. Dies dürfte damit zusammenhängen, daß sich die Bewegungen an den Gefäßen aus verschiedenen Vektoren zusammensetzen, die im Gegensatz zu den Herzbewegungen von folgenden Komponenten bestimmt werden:

1. Eigenpulsation
2. Streckung bei Druckanstieg (Gartenschlauchphänomen)
3. Passive Gefäßverlagerung durch die Herzpulsation

Bei den Messungen ergibt sich schon zu diesem Punkt der Betrachtungen ein gewisses Verhältnis zwischen der Kammerbewegung und der Pulsation der großen Gefäße.

Aus dem Summenhäufigkeitsdiagramm lassen sich folgende nähere Beziehungen ableiten: Man erkennt einen Zusammenhang zwischen der Medialgeschwindigkeit des linken Ventrikels und der Lateralgeschwindigkeit der Aorta, sowie zwischen der Medialgeschwindigkeit des rechten Ventrikels und der Pulmonalislateralgeschwindigkeit, d.h. den systolischen Bewegungen. Man kann hiermit auch weiter aussagen, daß die Geschwindigkeit am rechten unteren Herzrand der Qualität nach vor allem vom rechten Ventrikel bestimmt wird, auch wenn sie zum Teil von den Vorhofsbewegungen überlagert wird. Die aufgetragenen Werte der Hilusgeschwindigkeiten 2 cm und 4 cm zeigen auch wieder das Gartenschlauchphänomen durch ihre Bewegungsgrößen.

In dem Summenhäufigkeitsdiagramm läßt sich auch der bereits festgestellte Geschwindigkeitsabfall nach der Peripherie vom linken Hilus 2 cm nach 4 cm erkennen.

Wenn man die bisherige Literatur den Ergebnissen dieser Versuchsreihe gegenüberstellt, so kann gesagt werden, daß lediglich Stumpf zu ähnlichen Werten gekommen ist. Seine Geschwindigkeitsberechnungen am linken Herzrand sind Werte der Gesamtbewegung und betragen für die Medialbewegung am kranialen linken Herzrand 20 - 50 mm/sec, für den kaudalen 40 - 80 mm/sec. Die maximale Lateralgeschwindigkeit gibt Stumpf für den kaudalen linken Herzrand mit 60 - 100 mm/sec an. (Stumpf 47) Über die Bewegungen im Lungengewebe schreibt Stumpf: - Kleine Gefäße haben niemals eine im Kymogramm verfolgbare Eigenpulsation, sondern ihre pulsatorischen Bewegungen sind immer mitgeteilt von dem nächstgelegenen Herz- oder Gefäßrandteil. - (Stumpf 47)

Über die Geschwindigkeitsgrößen in der Lunge macht er jedoch keine exakten Zahlenangaben, er erwähnt nur beobachtete Bewegungen im Lungengewebe bis zu 3 cm Abstand vom Herzrand.

Die in neuerer Zeit bekannt gewordenen Ergebnisse der Versuchsreihen von Berger (1) übertreffen sogar die Werte dieser Darstellung und sind an dieser Stelle erwähnenswert. Berger fand, daß die Geschwindigkeiten am linken Ventrikel zu 50 % größer als 100 mm/sec sind. Die schnellste Medial- und Lateralbewegung betrug 400 mm/sec. Da diese Versuchsreihe sowohl aus sagittalen als auch aus Kymogrammen im II. schrägen Durchmesser bestand, ist anzunehmen, daß mit diesen Werten die reelle Maximalgeschwindigkeit des linken Ventrikels erfaßt werden konnte.

Die Literatur über die kinematographischen Untersuchungen gibt zwar einen Überblick über die kurzen Belichtungszeiten, die sich bei der Kinematographie der Körperorgane als günstig erwiesen, jedoch keine Zahlenangaben über die Geschwindigkeiten, die als Beweis für die heutige Forderung von kurzen Expositionszeiten zur Erlangung optimaler Lungenaufnahmen von Wichtigkeit sind.

Noix (33) beschreibt eine exakte Methode für die Geschwindigkeitsmessung unter Berücksichtigung aller Fehlerquellen, doch macht er in seiner Arbeit keine Zahlenangaben seiner gemessenen Geschwindigkeiten und kann deshalb nicht zum Vergleich herangezogen werden.

Pfahnl (34) legt seiner Forderung, die Belichtungszeit um 1 m sec zu halten, die Blutströmungsgeschwindigkeit zugrunde. Es ist jedoch bekannt, daß die Blutströmungsgeschwindigkeit als einzige Komponente für die Größe der Bewegungsgeschwindigkeit nur bei Angiographien in Frage kommt.

Ebenso kann man aus der Pulswellengeschwindigkeit nicht auf die Bewegungsgeschwindigkeit der Organe schließen.

Beide, die Strömungsgeschwindigkeit sowie die Pulswellengeschwindigkeit, wurden hier nur der Vollständigkeit halber aufgeführt.

G. Schlußfolgerungen

Bevor aus der Auswertung der Ergebnisse gewisse Schlußfolgerungen bezüglich der Schaltzeiten für optimale Lungenaufnahmen gezogen werden, ist noch zu erwähnen, daß mit dieser Meßmethode in einem gewissen Prozentsatz die schnellsten Geschwindigkeiten ebenfalls nicht erfaßt werden konnten. Die Unschärfe durch die Projektion war so groß, daß die für das Auge entscheidenden Schwärzungsunterschiede nicht zu erkennen waren. Da für die Messung nur die einwandfrei zu beurteilenden Strecken bei der Projektion berücksichtigt wurden, dürften die interessierenden Bewegungsgeschwindigkeiten um etwa 30 % höher liegen.

Kommt man nun wieder auf die Untersuchungen Meilers zurück, so kann man feststellen, daß die seiner Berechnungen zugrunde liegende Höchstgeschwindigkeit von 100 mm/sec sicher zu niedrig ist. Wenn man 95 % aller vorkommenden Maximalgeschwindigkeiten berücksichtigen will, so muß man 200 mm/sec als vorkommende Höchstgeschwindigkeit ansetzen.

Die geometrische Unschärfe bei Verwendung eines 2 x 2 mm Fokus und einem Fokus-Film-Abstand von 150 cm oder 200 cm berechnet sich, nach der in der Einleitung angegebenen Formel, zu etwa 0,3 mm je nach dem Thoraxdurchmesser des Patienten. Die Folienunschärfe beträgt bei einer Universalfolie etwa 0,6 mm. Soll die Bewegungsunschärfe auch in dieser Größenordnung liegen, d.h. die Forderung erfüllt werden, alle drei Unschärfefaktoren etwa gleich groß zu halten, so darf die Belichtungszeit 0,003 Sekunden nicht überschreiten.

H. Zusammenfassung

An Hand von Meßergebnissen wird gezeigt, daß die bisher angenommenen Geschwindigkeiten am Herzrand und im Lugengewebe weit unter den hier gemessenen Werten liegen.

Aus den Geschwindigkeiten der Herzkammern und der großen Gefäße läßt sich eine Beziehung herstellen.

Bei der Bewertung der auftretenden Geschwindigkeiten im Lungengewebe muß man sich nach den Bewegungen am linken Hilus richten, da hier die größten Geschwindigkeiten im Lungengewebe auftreten.

Weiter wird die Abhängigkeit der Hilusbewegung von der Pulmonalisbewegung aufgezeigt.

Die Tatsache, daß in der p.a.-Projektion Geschwindigkeiten bis zu 280 mm/sec auftreten, die aus erläuterten Gründen noch nicht einmal als tatsächliche Höchstwerte angesehen werden können, berechtigt zu der Forderung nach einer Belichtungszeit von etwa 3 msec für eine optimale Lungenaufnahme.

Für Aufnahmen im schrägen Durchmesser muß sie sogar noch kürzer sein, da hier mit noch höheren Geschwindigkeiten gerechnet werden kann.

I. Schrifttumsverzeichnis

*1. B e r g e r : Ein Beitrag zum Problem der Bewegungsunschärfe der Lunge und des Herzens. Teil 1: Geschwindigkeitsmessung am Herzrand. Rö-Blätter (im Druck)

2. B o u w e r s , A.: Über die Technik der Momentaufnahme. Acta Radiol. 12 (1931) 175

3. B o u w e r s , A. und C o s t e r k a m p , W.J.: Die Unschärfe einer Röntgenaufnahme. Fortschr. Röntgenstr. 54 (1936) 8

*4. v. B r a u n b e h r e n s , H.: Die Aufgabe der röntgenologischen Ortung von Steckschüssen im Herzen. Zentralbl. f. Chir. 72 (1947) H. 11

5. B r e d n o w , W.: Die Formänderungen des schlagenden Herzens. Z. Kreislaufforschung 27 (1935) H. 12

6. B r e d n o w, W. und S c h a a r e : Kymographische Untersuchungen des normalen Herzens. Z.klin.Med. (1933) 125

7. B r o n k h o r s t , J.: Kontrast und Schärfe im Röntgenbild. Thieme, Leipzig 1927

8. C h a n t r a i n e : Über die unscharfe Abbildung. Fortschr. Röntgenstr. 52 (1935) 283

9. C i g n o l i n i , P.: Die Röntgenkymographie mit unterbrochenem Schlitz. Fortschr. Röntgenstr. 19 (1934) H 3

10. D e s s a u e r , F.: Wirkliche Röntgen-Momentaufnahmen. Fortschr. Röntgenstr. 14 (1909/10) 250

11. D e s s a u e r , F.: Zschr. angew. Physik 10 (1909) 859

12. D e s s a u e r , F.: Zschr. angew. Physik 13 (1912) 1101

13. D e s s a u e r , F.: Fortschritte in der Momentröntgenographie. Röntgentaschenbuch (1911) III.

14. D e s s a u e r , F. und W i e s n e r , B.: Kompendium der Röntgenaufnahme und Röntgendurchleuchtung. Nemnich, Leipzig 1915

15. D i e t l e n , H.: Die Röntgenuntersuchung des Herzens, des Herzbeutels und der Gefäße. In: Lehrbuch der Röntgenkunde v. H. Rieder und J. Rosenthal. Barth, Leipzig 1924

16. D o t t e r , C.T.: Motion in cardiovascular radiography. Circulation 12 (1955) 1034

7. F l e i s c h n e r , F.G., R o m a n o , F.J. und L u i s a d a , A.: Studies of fluorocardiography in normal subjects. Proc. Soc. Exper. Biol. & Med. 67 (1948) 535

8. F r i k , W., G a j e w s k i , H., W a c h s m a n n , F. und B u c h h e i m , C.E.: Vergleichende Untersuchungen über die praktische Bedeutung der Hartstrahltechnik für Lungenaufnahmen. Fortschr. Röntgenstr. 83 (1955) 330

9. G a j e w s k i , H.: Physikalische und aufnahmetechnische Gesichtspunkte bei Röntgenaufnahmen mit hohen Spannungen. Fortschr. Röntgenstr. 80 (1954) 643

0. G a j e w s k i , H.: Belichtungs- und Entwicklungsautomatik im Röntgenbetrieb. Röntgenpraxis 10 (1957) 325

1. H e c k m a n n : Elektrokymographie. Springer, Stuttgart 1959

2. H e c k m a n n : Ein Verfahren zur Untersuchung der Pulsationen des Herzens und anderer Organe mittels Röntgenstrahlen. Klin. Wschr. (1936) 13

3. H e c k m a n n : Die pulsatorischen Bewegungen im Pulmonalisgebiet und ihr Ausdruck im Flächenkymogramm. Klin. Wschr. (1937) 733

4. H i l l s , T.H.: The practical value of photoelectric timing in relation to roentgen examination of the chest. Acta Radiol. Suppl. 116 (1954) 598

5. J e r m a n n : A B C der Röntgentechnik (1948)

6. K a r p a t i , A.: Über das röntgenmorphologische und röntgenkinetische Bild der Stamm- und Lungengefäße. Med. Mschr. 12 (1957) 784

7. K a r p a t i , A.: Das elektrokymographische Kurvenbild der Arteria pulmonalis. Med. Mschr. 7 (1953) 7

8. K j e l l b e r g , S.R.: Diagnosis of congenital heart disease. Year Book Publishes, Inc. Chicago (1955)

9. M e i l e r , J.: Die Zusammensetzung der verschiedenen Unschärfefaktoren zur Gesamtunschärfe im Röntgenbild. Fortschr. Röntgenstr. 82 (1955) 107

0. M e i l e r , J.: Einfluß der Brennfleckgröße und der Verstärkerfolie auf die Bildgüte einer Röntgenaufnahme. Fortschr. Röntgenstr. 83 (1955) 251

1. M e i l e r , J.: Zur Frage der Unschärfe von Lungenaufnahmen. Verh. Dtsch. Röntgenges. 37 (1955)

32. M a i n t z , M. und W i l l e n w e b e r , G.: Kymographische Untersuchungen über die Bewegungsvorgänge am gesunden und kranken Nierenbecken und Harnleiter. Fortschr. Röntgenstr. 54 (1936) 505

33. M o i x , M.: Etude quantitative du mouvement chronoradiocinematographie précision de l'image. J. Radiol. 39 (1958) 531

34. P f a h n l , A.: Elektrische Schaltungen der Belichtungszeiten bei Röntgenanlagen. Zschr. angew. Physik 12 (1960) 329

*35. R i e d e r , H. und R o s e n t h a l , J.: Technik und Methodik der Röntgenuntersuchung des Herzens. Lehrbuch der Röntgentechnik. Barth, Leipzig (1913, 1924)

*36. R i e d e r , H. und R o s e n t h a l , J.: Moment-Aufnahmen des Thorax. Fortschr. Röntgenstr. 3 (1899) 100

37. R e i n i g e r , G e b b e r t und S c h a l l : Röntgen-Taschenbuch (1911)

38. S c h o d e r e r , K.: Über die praktische Bedeutung des Fokus-Filmabstandes bei der Herzkymographie. Inaug.Diss. München (1938)

39. S i e d e c k , H., W e n g e r , R. und G n a c h l , E.: Elektrokymographische Untersuchungen am kleinen Kreislauf. Verh.d.Dtsch.Ges.f.Kreislaufforsch. 17. Tagung 1951

40. S p i e g l e r : Physikalische Grundlagen der Röntgendiagnostik. Thieme Stuttgart 1957

41. S p i e g l e r : Schärfe und Auflösungsvermögen im Röntgenbild - alte Vorstellungen neu betrachtet. Röntgenblätter 11 (1954)386

42. S t e f f e n s , Walter: Herzstechschüsse, Thieme (Lpzg) 1936

*43. S t i e v e , F.: Über die Dominante im Röntgenbild. Fortschr. Röntgenstr. 87 (1957) 80

*44. S t i e v e , F.: Vortrag auf der Arbeitstagung in Bayreuth am 3.10.1959. In: Berufskrankheiten in der keramischen und Glasindustrie (1960) H. 7 :69

*45. S t i e v e , F.: Untersuchungen über das Zustandekommen der Überstrahlung in den ranumnahen Abschnitten von Röntgenaufnahmen. Fortschr. Röntgenstr. 90 (1959) 126

*46. S t i e v e , F.: The automatic exposure timer as a basis for automation in roentgenwork. Acta Radiol. 53 (1960)

*47. S t i e v e , F.: Die Technik der Lungenaufnahme. Festvortr. Jubiläumstagung der Finnischen Radiologenvereinigung. Sept.1960

48. S t u m p f , P.: Die objektive laufende Messung der Schattentiefe von Röntgenbildern und ihre Bedeutung für die Diagnostik. Fortschr. Röntgenstr. 36 (1927) 695

49. S t u m p f , P., W e b e r , H.H. und W e l t z , G.A.: Röntgenkymographische Bewegungslehre innerer Organe. Thieme Leipzig 1936

50. S t u m p f , P.: 10 Vorlesungen über Kymographie. Thieme Leipzig 1937

51. S t u m p f , P.: Kymographische Röntgendiagnostik zur Beurteilung des Herzens. Thieme Stuttgart 1951

52. S t u m p f , P.: Flächenkymographie in Forschung und Praxis. Vortrag auf dem Internationalen Radiologen Kongreß in Zürich 1934

53. S t u m p f , P.: Die kymographische Analyse der Bewegungen des Herzens. Fortschr. Röntgenstr. 67 (1943) 177

54. S t u m p f , P.: Technik, Probleme und Anwendung der Röntgenkymographie. Verh. Dtsch. Röntgenges. 1933

55. S t u m p f , P.: Die pulsatorischen Bewegungen der großen Gefäße im Röntgenbild. Röntgenpraxis 10 (1933) 721

56. W e b e r , E.: Grundriß der biologischen Statistik. Fischer, Jena 1957

57. W e g e l i u s , C. und L i n d , G.: The role of the exposure rate in angiographe. Acta Radiol. 39 (1943) 177

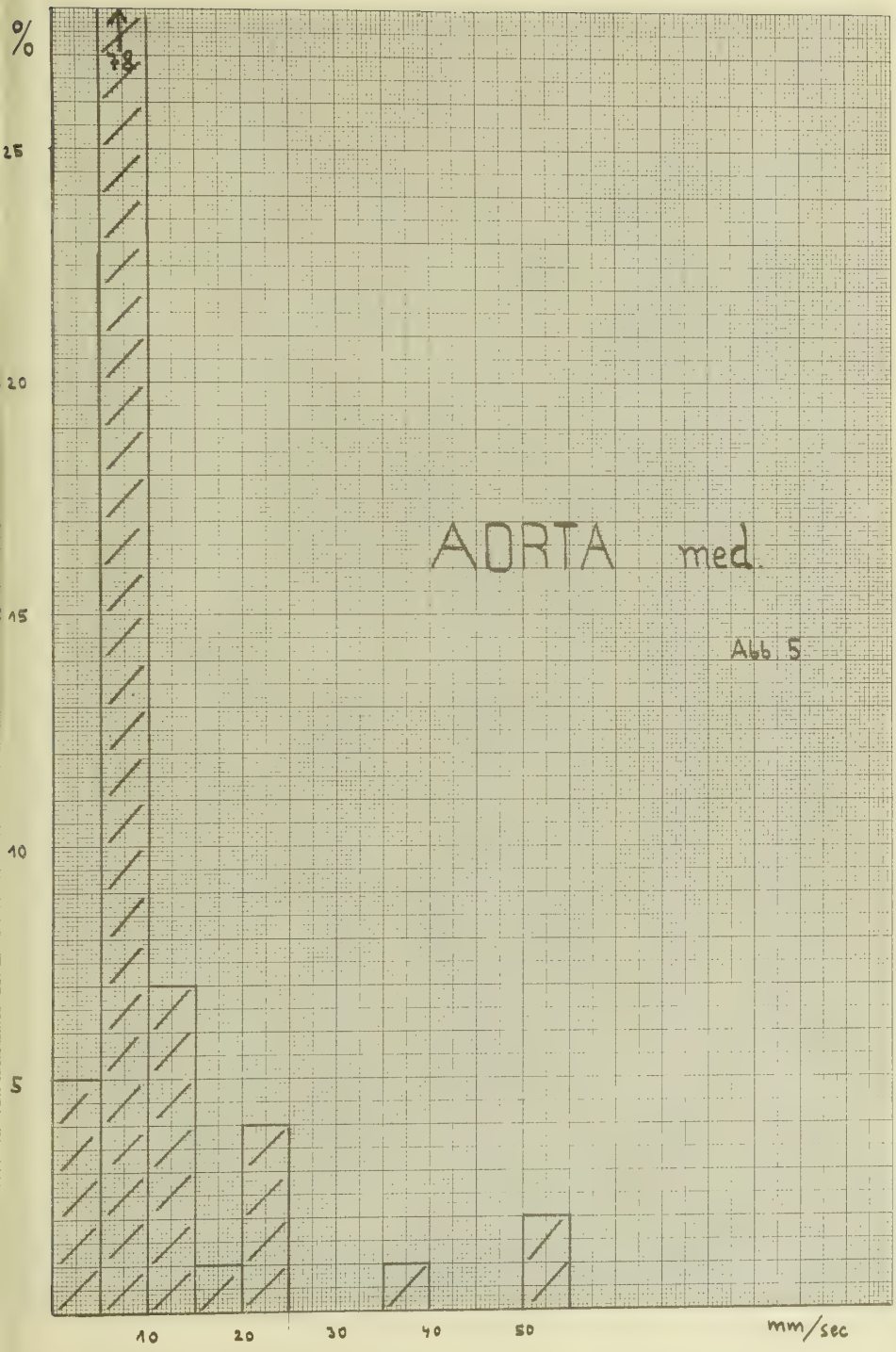
58. W e g e l i u s , C. und L i n d , G.: Evaluation of heart dynamics. In: Modern Trends in Diagnostic Radiology Mc Laren, J.W. Editor Second series. Paul B. Hoeber, Inc., New York 1953

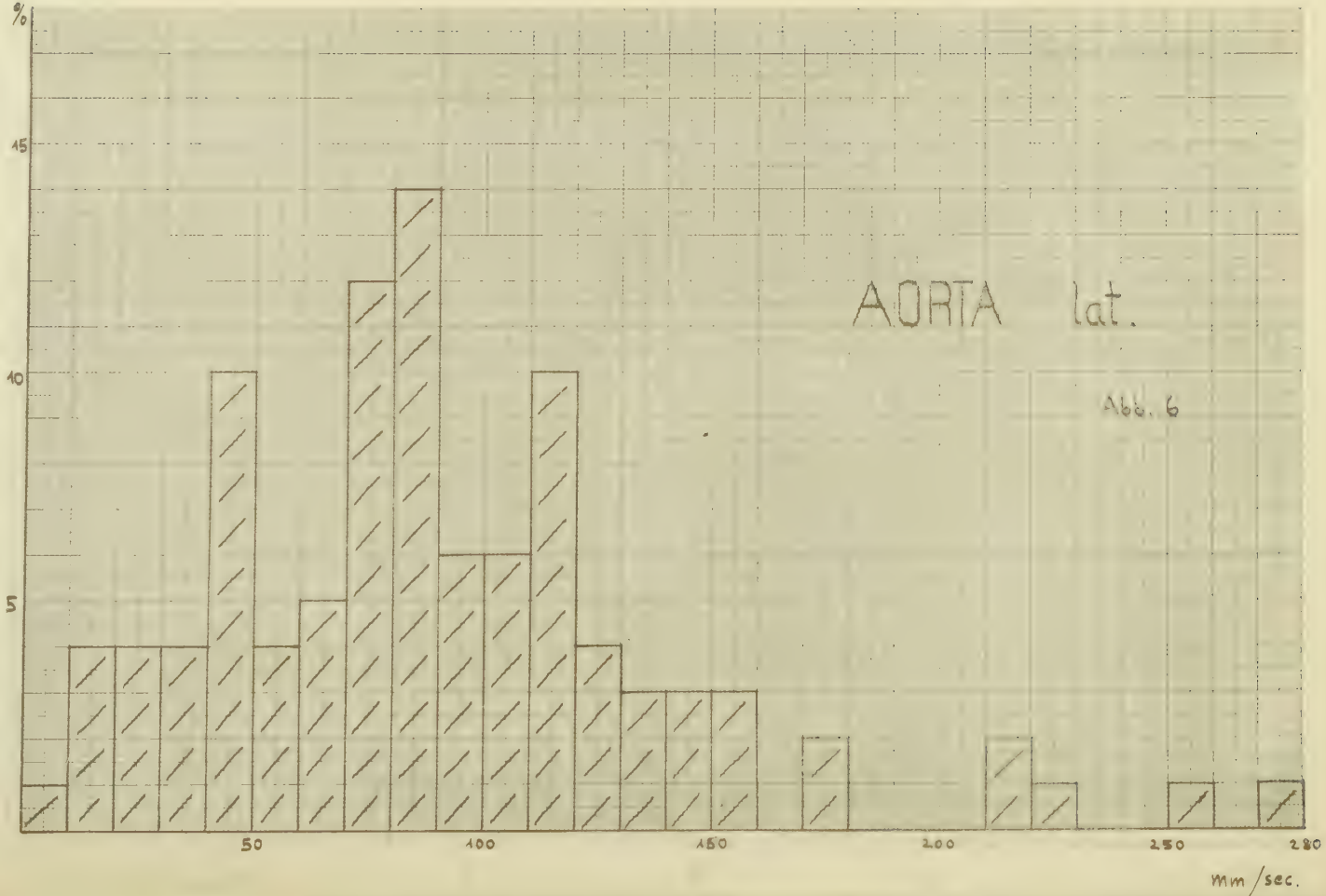
59. Y o u n g , B.R., F u c h s , R.B., N a c M e r a n , J.W., S t a u f f e r , H.M. und O p p e n h e i m e r , M.J.: Ultra-short (millisecond) timing in roentgen diagnostic procedures including angiography. Comparison of dynaulse and impuls timing. American J. Roentgenol. 80 (1958) 375

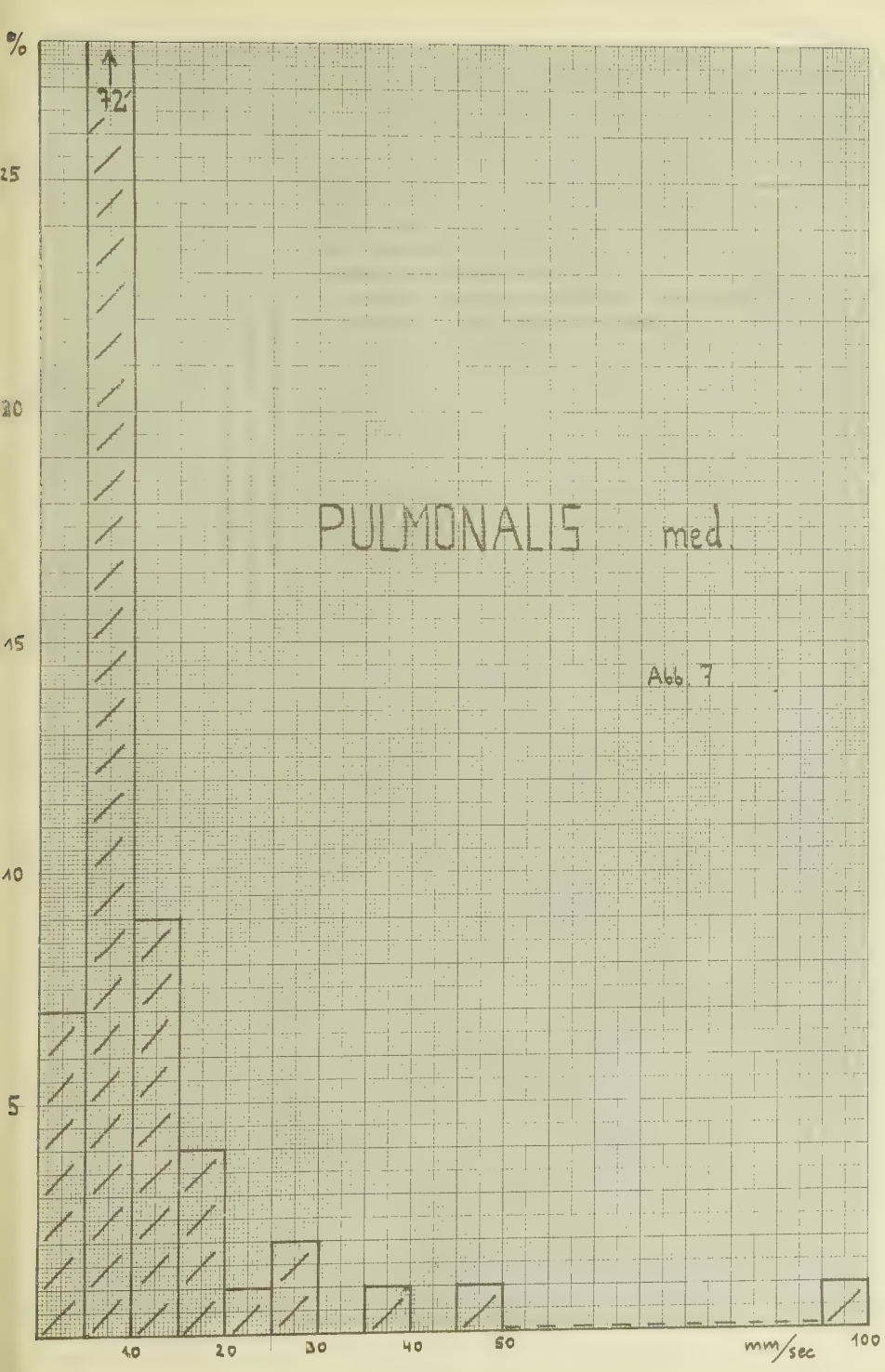
60. Z d a n s k y , E.: Röntgendiagnostik des Herzens und der großen Gefäße. Springer, Wien (1939).

---

* Arbeiten aus dem Arbeitskreis des Rieder Instituts.


%
25
20
15
10
5
10
20
30
40
50
mm/sec
AORTA med.
Abb. 5


%
15
10
5
AORTA lat.
Abb. 6
50
100
150
200
250
280
mm/sec.


%
25
20
15
10
5
72
PULMONALIS med.
Abb. 7
10
20
30
40
50
mm/sec
100

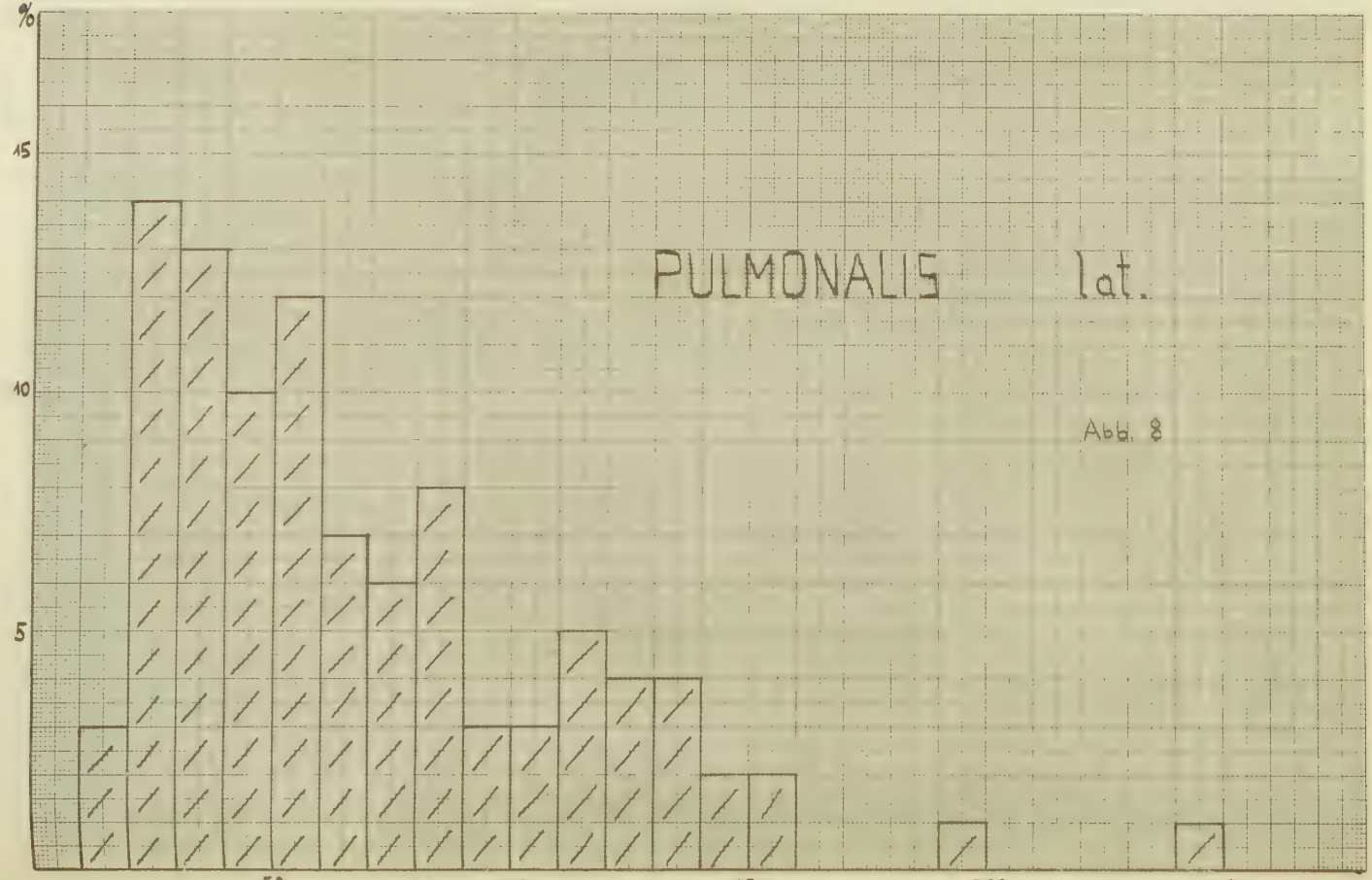
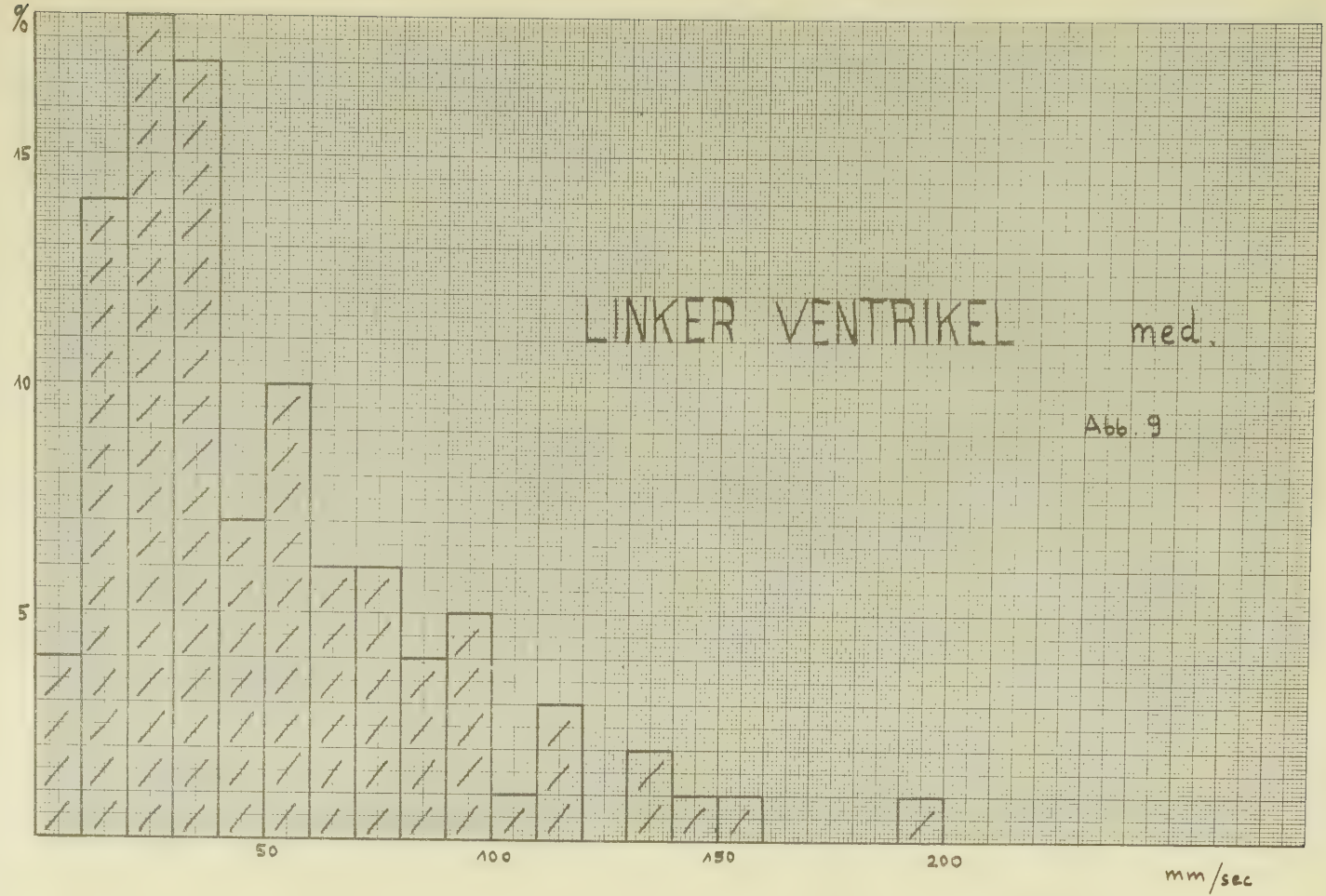
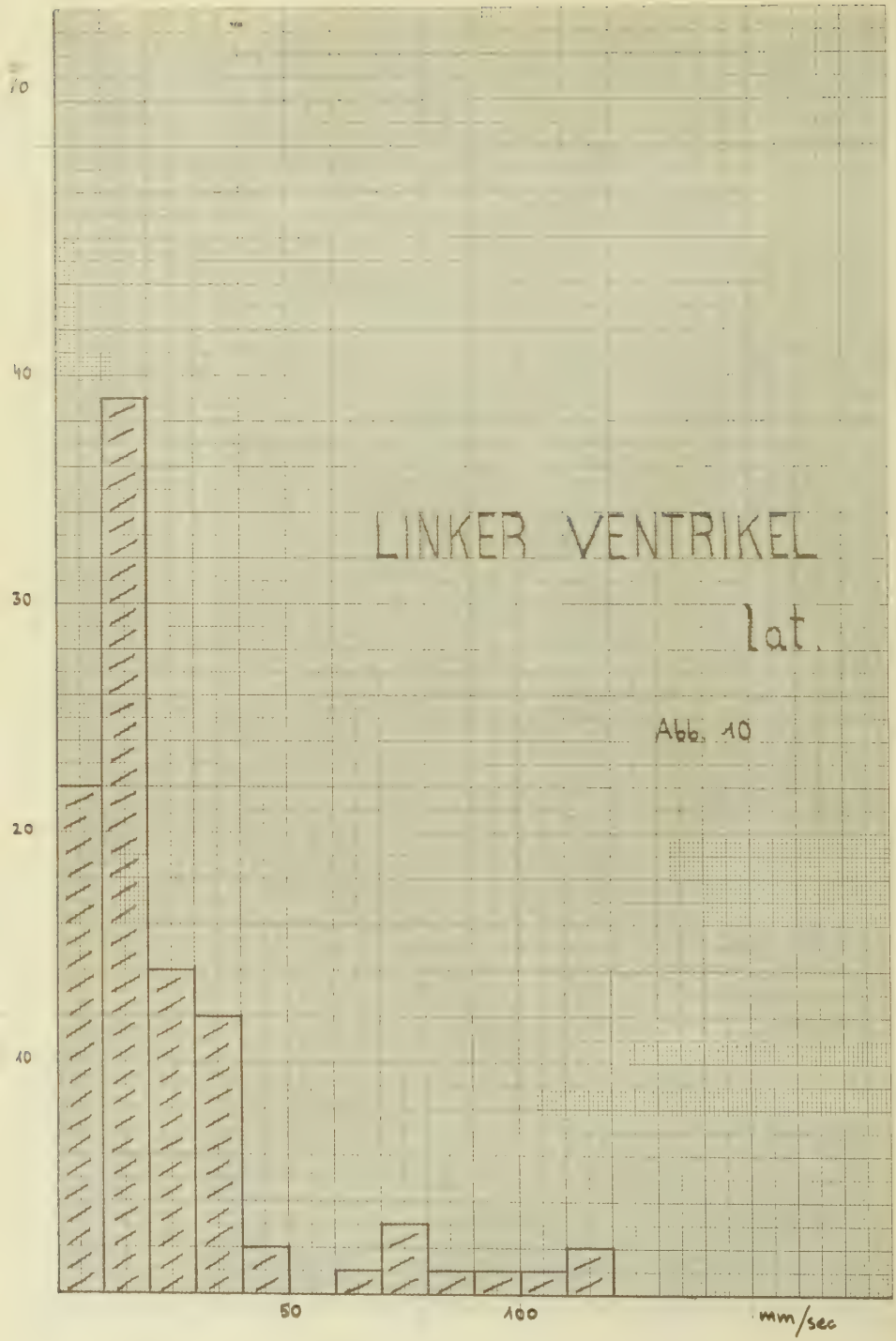


Abb. 8


%
15
10
5
50
100
150
200
mm/sec
LINKER VENTRIKEL med.
Abb. 9


LINKER VENTRIKEL
lat.
Abb. 10
40
30
20
10
50
100
mm/sec

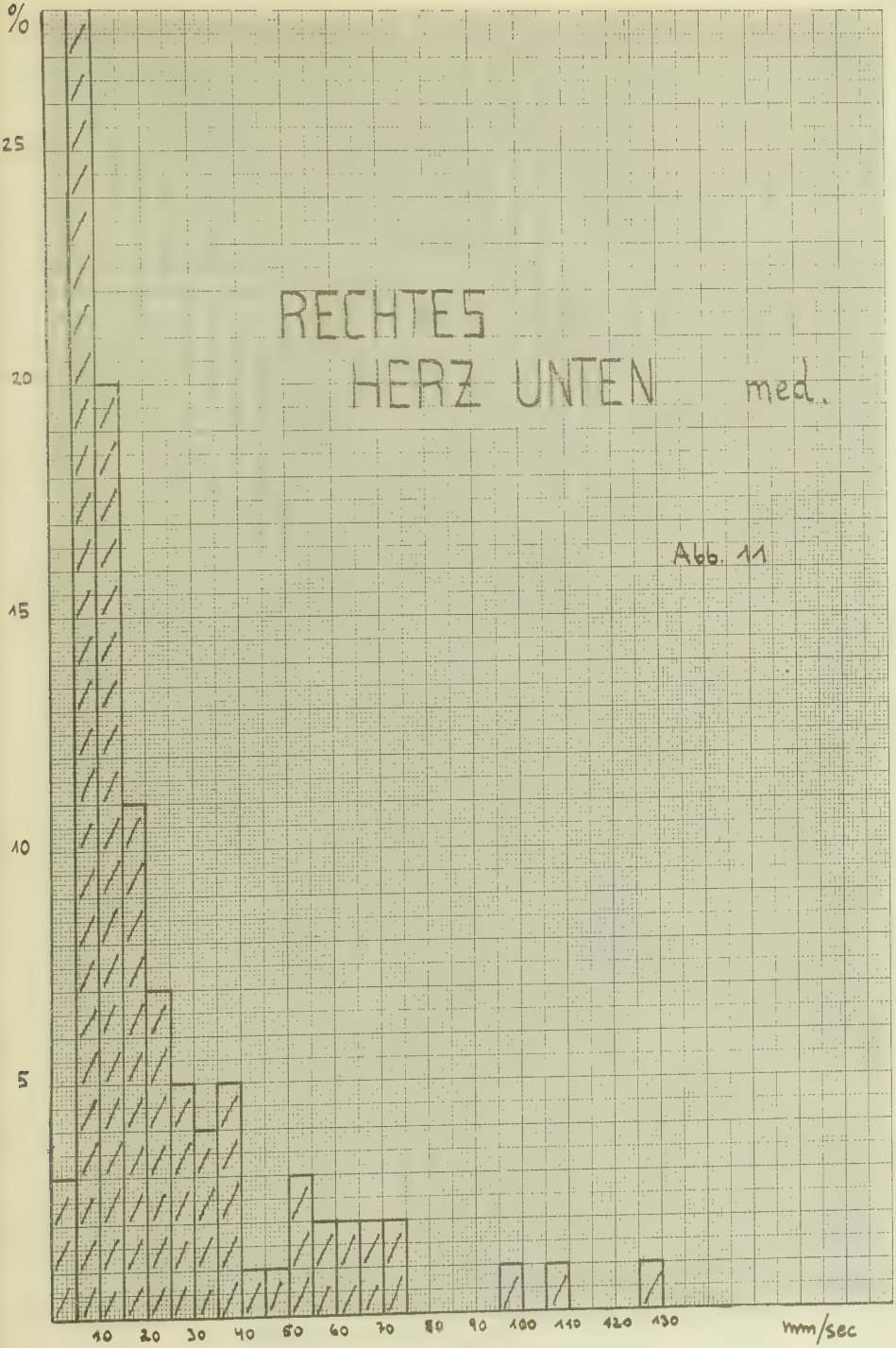

%
25
20
15
10
5
RECHTES
HERZ UNTEN med.
10
20
30
40
50
60
70
80
90
100
110
120
130
mm/sec

Abb. 11

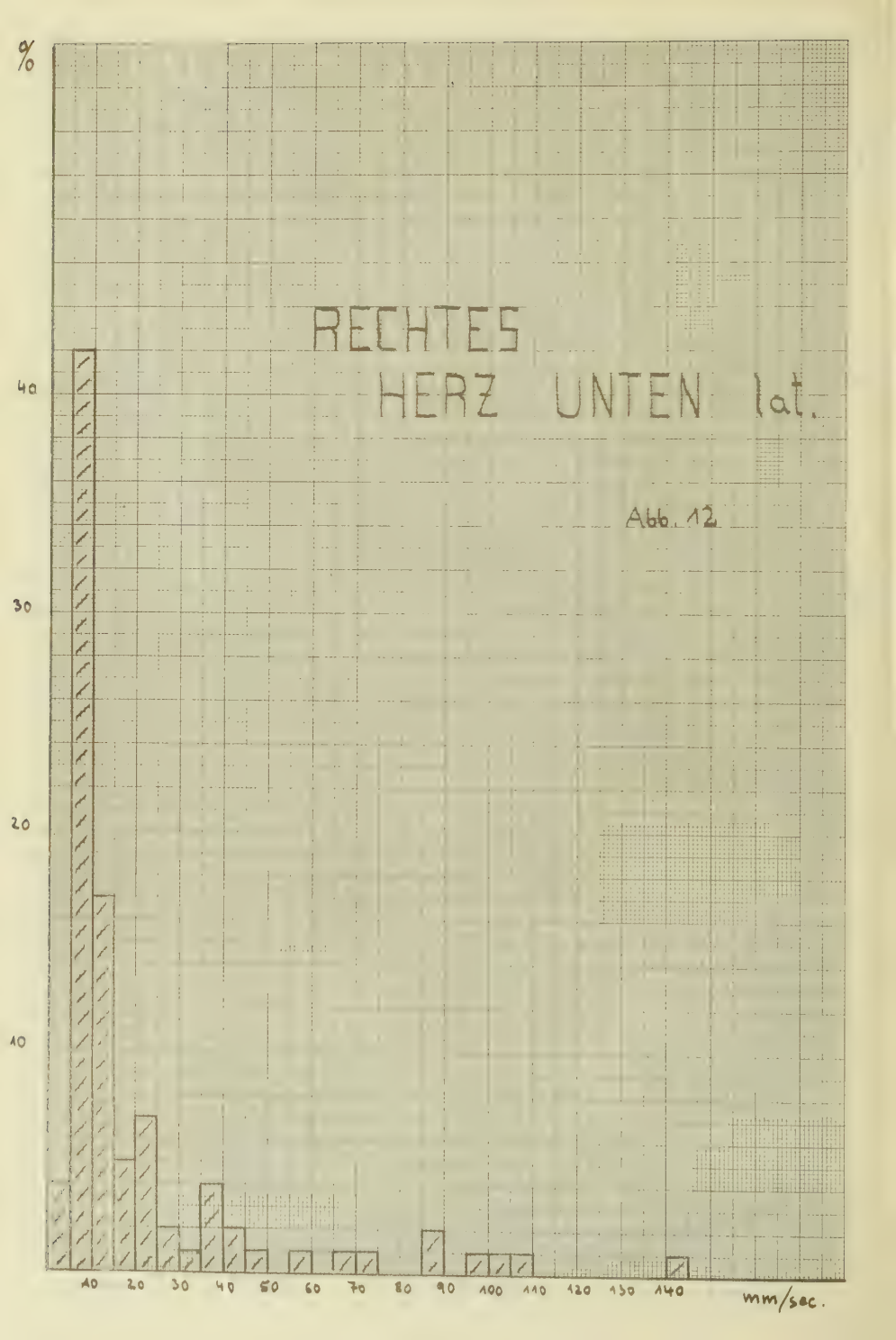
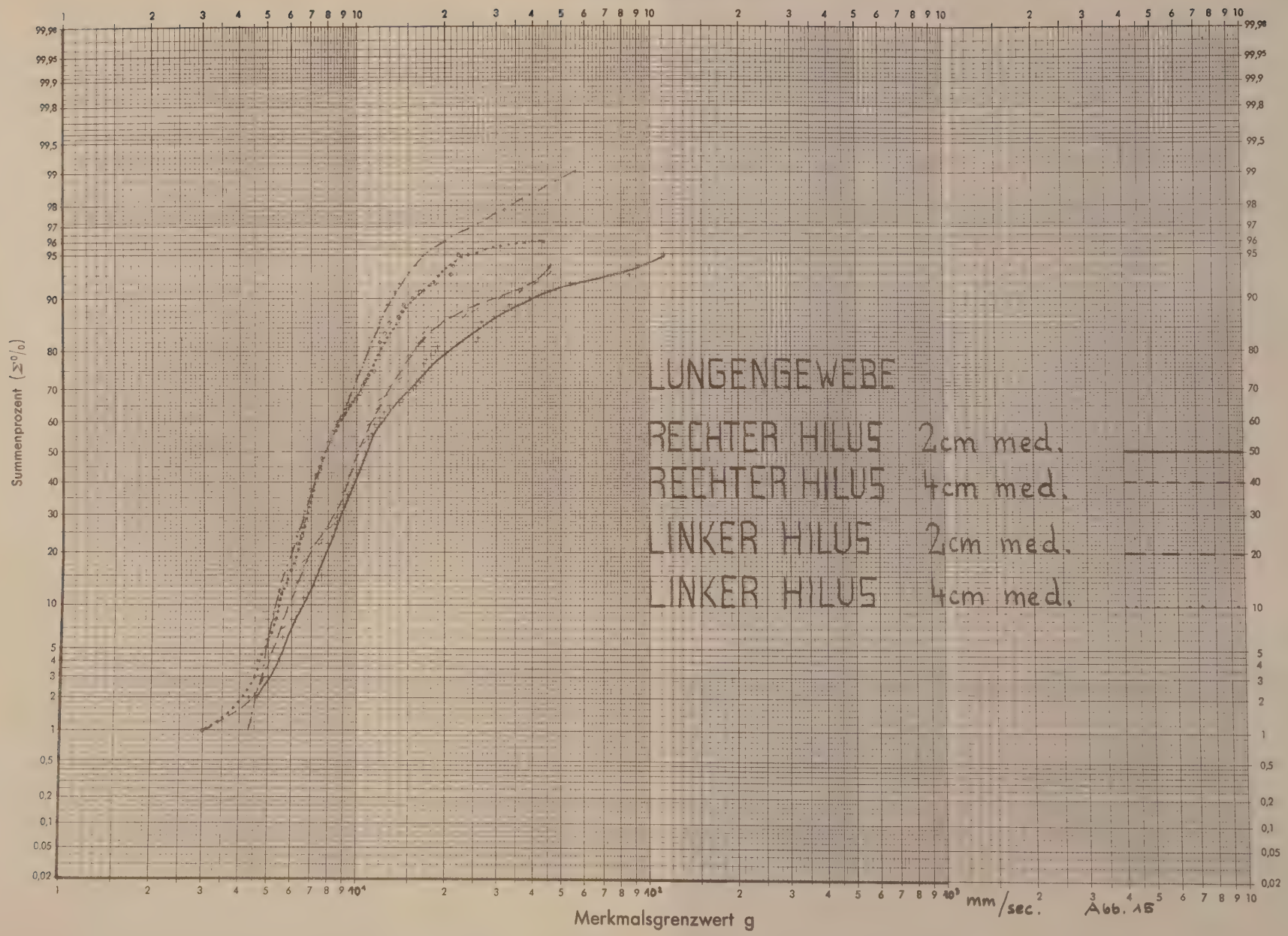

%
RECHTES
HERZ UNTEN lat.
40
30
20
10
10 20 30 40 50 60 70 80 90 100 110 120 130 140
mm/sec.

Abb. 12


Wahrscheinlichkeitsnetz
Summenprozent (Σ%)
Merkmalsgrenzwert g
mm/sec.
LUNGENGEWEBE
RECHTER HILUS 2cm med.
RECHTER HILUS 4cm med.
LINKER HILUS 2cm med.
LINKER HILUS 4cm med.
Abb. 15

Herrn Prof. Dr. med. H. von Braunbehrens danke ich besonders für die kritische Durchsicht und Übernahme des Korreferates und für die Möglichkeit, die Arbeit an seinem Institut durchführen zu können.

Herrn Privatdozent Dr. med. F.E. Stieve möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas und die Übernahme des Referates danken sowie für seine Durchsicht der Arbeit.

Besonderen Dank bin ich auch Herrn Dr. med. Berger und Frau Widenmann schuldig, die mir bei der Auswertung der Versuche behilflich waren.

L e b e n s l a u f

Ich, Walter Müller, bin am 12.8.1936 als Sohn des Dipl. Kaufmanns Philipp Müller und seiner Ehefrau Albina, geb. Keller, in Lemberg (Galizien) geboren. Von 1942 bis 1950 besuchte ich die Volksschule in Posen und Stadtroda (Thür.), von 1950 bis 1954 die Oberschule in Stadtroda und legte dort die Reifeprüfung ab. Nach einer einjährigen Pflegerpraxis an den Universitätskliniken in Jena von 1954 - 1955 studierte ich von 1955 bis 1957 bis zum Physikum Medizin an der Friedrich von Schiller Universität in Jena. Seit dem SS 1958 studiere ich Medizin an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München.